

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公開特許公報(A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 204963

(P2003 - 204963A)

(43)公開日 平成15年7月22日(2003.7.22)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-コード* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 15/00	200	G 0 6 T 15/00	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 26数)

(21)出願番号 特願2002 - 269319(P2002 - 269319)

(22)出願日 平成14年9月17日(2002.9.17)

(31)優先権主張番号 09/954805

(32)優先日 平成13年9月18日(2001.9.18)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 599092996
 クレツツテヒニク・アクチエンゲゼルシヤ
 フト
 KRETZTECHNIK AKTIE
 NGESELLSCHAFT
 オーストリア国ツイプフ・ティーフエンバ
 ツハ15

(72)発明者 ヘルムート・ブランドル
 オーストリア、4870・プファッフィング、
 ジーゲルハイド・16番

(74)代理人 100093908
 弁理士 松本 研一 (外2名)

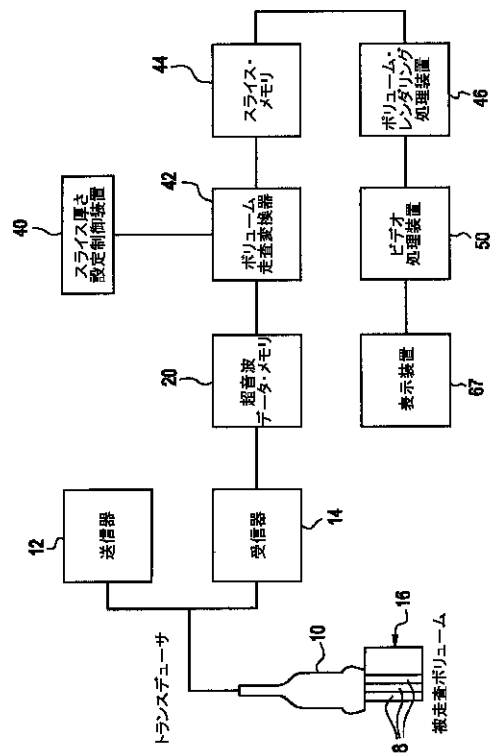
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 複数の2 Dスライスから画像を作成するための超音波診断方法及び装置

(57)【要約】

【課題】 2 D超音波画像を得る方法及びシステムを提供する。

【解決手段】 本方法は、物体の一部の体積領域(16)から超音波情報を受け取るステップと、レンダリング・ボックス(30)を処理するために前記体積領域からの超音波情報をボリューム走査変換するステップと、ボリューム・レンダリング手法を用いて2 Dスライス上にレンダリング・ボックス(30)を投影するためにレンダリング・ボックスをボリューム・レンダリングするステップとを有する。本システムは、物体の一部の体積領域(16)から超音波情報を受け取る超音波トランスデューサと、前記体積領域から得られたレンダリング・ボックス(30)を処理するボリューム走査変換器(42)と、コントラスト増強のためにボリューム・レンダリング手法を用いて2 Dスライス上にレンダリング・ボックス(30)を投影するボリューム・レンダリング処理装置(46)とを有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 コントラスト増強した2D画像を生成するための医学診断用超音波システムであって、物体の一部の体積領域(16)から超音波情報を受け取る超音波トランスデューサと、

前記体積領域(16)からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するメモリ(20)と、

前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップするレンダリング・ボックス(30)の厚さ(32)を定義するレンダリング・ボックス制御モジュール(40)と、

前記レンダリング・ボックス(30)内の画像線又は平面の部分を組み合わせ、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するボリューム・レンダリング処理装置(46)と、を有する医学診断用超音波システム。

【請求項2】 超音波情報を受け取る前記超音波トランスデューサは3Dトランスデューサである、請求項1記載のシステム。

【請求項3】 超音波情報を受け取る前記超音波トランスデューサは2Dマトリクス・アレイである、請求項1記載のシステム。

【請求項4】 更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出するボクセル相関手法に基づいて前記画像線又は平面を作成するボリューム走査変換器(42)を含んでいる請求項1記載のシステム。

【請求項5】 前記物体の一部の体積領域(16)からの超音波情報は、位置決めセンサを用いる3Dフリーハンド走査手法によって得られる、請求項1記載のシステム。

【請求項6】 前記物体の一部の体積領域(16)からの超音波情報は、位置決めセンサを用いない3Dフリーハンド走査手法によって得られる、請求項1記載のシステム。

【請求項7】 前記ボリューム・レンダリング処理装置(46)は、前記レンダリング・ボックス(30)内の前記画像線又は平面の前記部分を実時間で投影する、請求項1記載のシステム。

【請求項8】 更に、前記画像線又は平面を形成するために走査変換する前に前記超音波情報を記憶するメモリを含んでいる請求項1記載のシステム。

【請求項9】 前記ボリューム・レンダリング処理装置(46)は表面テクスチャ及び最大透明度についてのアルゴリズムを用いる、請求項1記載のシステム。

【請求項10】 前記ボリューム・レンダリング処理装置(46)は前記画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも

つを実行する、請求項1記載のシステム。

【請求項11】 前記トランスデューサは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、スペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つで動作することができる、請求項1記載のシステム。

【請求項12】 前記トランスデューサは組織の高調波イメージング情報を受け取る、請求項1記載のシステム。

【請求項13】 前記トランスデューサはパルス反転高調波イメージング情報を受け取る、請求項1記載のシステム。

【請求項14】 医学診断用超音波システムで画像コントラスト増強のための2D画像表現を生成する方法であって、

物体の一部の体積領域(16)から超音波情報を受け取るステップと、

前記体積領域(16)からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するステップと、

前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップして、所与の厚さ(32)を持つレンダリング・ボックス(30)を形成するステップと、

前記レンダリング・ボックス(30)内の画像線又は平面の部分を組み合わせ、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するために、前記レンダリング・ボックス(30)をボリューム・レンダリングするステップと、を有する方法。

【請求項15】 超音波情報を受け取る前記ステップは3Dトランスデューサによって行われる、請求項14記載の方法。

【請求項16】 超音波情報を受け取る前記超音波トランスデューサは2Dマトリクス・アレイによって行われる、請求項14記載の方法。

【請求項17】 更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出するボクセル相関手法に基づいて前記画像線又は平面を作成するボリューム走査変換を行うステップを含んでいる請求項14記載の方法。

【請求項18】 前記物体の一部の体積領域(16)からの超音波情報は、位置決めセンサを用いる3Dフリーハンド走査手法によって得られる、請求項14記載の方法。

【請求項19】 前記物体の一部の体積領域(16)からの超音波情報は、位置決めセンサを用いない3Dフリーハンド走査手法によって得られる、請求項14記載の方法。

【請求項20】 前記ボリューム・レンダリングするス

テップは、前記レンダリング・ボックス(30)内の前記画像線又は平面の前記部分を実時間で投影する、請求項14記載の方法。

【請求項21】更に、前記画像線又は平面を形成するために走査変換する前に前記超音波情報を記憶するステップを含んでいる請求項14記載の方法。

【請求項22】前記ボリューム・レンダリングするステップは前記画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも1つを10 実行する、請求項14記載の方法。

【請求項23】超音波情報を受け取る前記ステップは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、及びスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つを用いる、請求項14記載の方法。

【請求項24】超音波情報を受け取る前記ステップは組織の高調波イメージング情報を受け取ることを含む、請求項14記載の方法。

【請求項25】超音波情報を受け取る前記ステップはパルス反転高調波イメージング情報を受け取ることを含む、請求項14記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明の実施の形態は一般的には超音波イメージングに関する。より具体的に述べると、本発明の様々な実施の形態は異なる空間位置における複数の2Dスライスから2D画像を作成するための装置及び方法を対象とする。

【0002】

【発明の背景】従来の2D超音波スキャナは、トランスデューサを使用して超音波パルスを送信し且つ身体内部の構造からのエコーを受信することによって2次元スライスを生成する。トランスデューサが一つの位置に保持されている間に、2D走査領域全体に亘って多数の点へパルスが発射される。走査領域は単一の平面内に形成され、且つ非常に薄い厚さを有する。エコー情報は、2D画素より成る平面状画像として表示される。表示された情報は、周波数、焦点範囲、並びに軸方向及び横方向分解能のようなトランスデューサの固有の特性に依存する。トランスデューサの或る特定の特性(例えば、送信周波数及び受信周波数)は変えることができるが、従来の2D画像において組織のコントラストを改善することによって画像品質を改善することは依然として望ましいことである。従って、組織のコントラストを改善し続ける超音波イメージング方法及び装置が必要とされている。

【0003】2つの従来のコントラスト増強方法は、フィルタ処理と動的ウィンドウの利用とに関する。こ 50

これらのフィルタ処理及びウィンドウ機能による方法は、スペckル(斑点)が存在しているため、画像内の情報量を低減することがある。従って、スペckルを低減することによって組織のコントラストを改善する超音波イメージ方法及び装置が必要とされている。

【0004】

【発明の概要】本発明の一実施形態によれば、コントラスト増強した2D画像を生成するための医学診断用超音波システムを提供し、該システムは、物体の一部の体積領域から超音波情報を受け取る超音波トランスデューサと、前記体積領域からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するメモリと、前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップするレンダリング・ボックスの厚さを定義するレンダリング・ボックス制御モジュールと、前記レンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を組み合わせ、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するボリューム・レンダリング処理装置とを有する。

【0005】超音波トランスデューサは3Dトランスデューサ又は2Dマトリクス・アレイとすることができる。本システムは更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出する幾何学的情報に基づいて画像線又は平面を作成するボリューム走査変換器を含むことができる。ボリューム・レンダリング処理装置は実時間でレンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を投影することができる。本システムは更に画像線又は平面を形成するための走査変換を行う前の超音波情報を記憶するメモリを含むことができる。ボリューム・レンダリング処理装置は表面テクスチャ及び最大透明度についてのアルゴリズムを採用することができる。ボリューム・レンダリング処理装置は画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも1つを行うことができる。トランスデューサは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、及びスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つで動作することができる。トランスデューサは組織の高調波イメージング情報を受け取ることができる。またトランスデューサはパルス反転高調波イメージング情報を受け取ることができる。

【0006】本発明の別の実施形態によれば、医学診断用超音波システムで画像コントラスト増強のための2D画像表現を生成する方法を提供し、該方法は、物体の一部の体積領域から超音波情報を受け取るステップと、前記体積領域からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するステップと、前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップするレ

ンダリング・ボックスを形成するステップと、前記レンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を組み合わせて、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するために、レンダリング・ボックスをボリューム・レンダリングするステップとを有する。

【0007】超音波情報を受け取る前記ステップは3Dトランスデューサ又は2Dマトリクス・アレイによって実行することができる。本方法は更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出する幾何学的情報に基づいて画像線又は平面を作成するボリューム走査変換を行うステップを含むことができる。ボリューム・レンダリングする前記ステップは、実時間でレンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を投影することができる。本方法は更に画像線又は平面を形成するための走査変換を行う前の超音波情報を記憶するステップを含むことができる。ボリューム・レンダリングする前記ステップは、画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも1つを行うことができる。超音波情報を受け取る前記ステップは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、及びスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つを用いることができる。超音波情報を受け取る前記ステップは、組織の高調波イメージング情報を受け取ることを含むことができる。また超音波情報を受け取る前記ステップはパルス反転高調波イメージング情報を受け取ることを含むことができる。

【0008】

【発明の詳しい説明】上記の発明の概要、並びに以下の本発明の好ましい実施形態の説明は、添付の図面を参照することによりよりよく理解されよう。本発明の好ましい実施形態を例示する目的で、図面には、現時点で好ましいと考えられる実施形態を示している。しかしながら、本発明が添付の図面に示される配置構成及び手段に制限されないことは勿論である。

【0009】図1は本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムを例示している。該システムは、送信器12及び受信器14に接続されたプローブ10を含んでいる。プローブ10は超音波パルスを送出し、そして被走査超音波ボリューム16の内部の構造からのエコーを受け取る。メモリ20が、被走査超音波ボリューム16から導き出された受信器14からの超音波データを記憶する。ボリューム16は様々な手法(例えば、3D走査、実時間3Dイメージング、ボリューム走査、位置決め用センサを持つトランスデューサを用いる2D走査、ボクセル補正手法を用いたフリーハンド走査、2D又はマトリクス・アレイ・トランスデューサなど)によ

って得ることができる。

【0010】トランスデューサ10は線形又は弓形経路に沿うように移動しながら、関心領域(ROI)を走査する。各々の線形又は弓形経路の位置で、トランスデューサ10は走査平面18を得る。走査平面18是一群又は一組の隣接した走査平面18からのような、或る厚さで収集される。走査平面18はメモリ20に記憶され、次いでボリューム走査変換器42に送られる。実施形態によっては、トランスデューサ10は走査平面18の代わりに線を求めてもよく、またメモリ20は走査平面18よりもむしろトランスデューサ10によって得られた線を記憶してもよい。ボリューム走査変換器42は制御入力40からスライス厚さ設定値を受け取り、該制御入力40は走査平面18から生成すべきスライスの厚さを確認する。ボリューム走査変換器42は複数の隣接する走査平面18から1つのデータ・スライスを生成する。各データ・スライスを形成するために組み合わせられる隣接する走査平面18の数は、スライス厚さ制御入力40によって選択された厚さに依存する。データ・スライスはスライス・メモリ44に記憶され、且つボリューム・レンダリング処理装置46によって呼び出される。ボリューム・レンダリング処理装置46はデータ・スライスについてボリューム・レンダリングを実行する。ボリューム・レンダリング処理装置46の出力はビデオ処理装置50及び表示装置67へ送られる。

【0011】各エコー信号サンプル(ボクセル)の位置は幾何学的正確さ(すなわち、一ボクセルから隣接の次のボクセルまでの距離)及び超音波応答(及び超音波応答からの導き出された値)で定義される。適当な超音波応答には、グレースケール値、カラー・フロー値、及び血管又はパワー・ドップラー情報が含まれる。

【0012】図2は、一実施形態に従って図1のシステムによって取得される実時間4Dボリューム16を示している。ボリューム16は扇形断面を含み、その半径方向境界22及び24は角度26で互いから離れる。プローブ10は、各走査平面18内の隣接する走査線に沿って走査するために超音波発射を縦方向に電子的に集束し且つ方向付けし、また且つ隣接する走査平面18を走査するために超音波発射を横方向に電子的又は機械的に集束し且つ方向付けする。図1に示されるような、プローブ10によって得られる走査平面18はメモリ20に記憶され、そしてボリューム走査変換器42によって球面座標からデカルト座標へ走査変換される。複数の走査平面を含んでいるボリュームはボリューム走査変換器42から出力され、スライス・メモリ44にレンダリング・ボックス30(図2)として記憶される。スライス・メモリ44内のレンダリング・ボックス30は複数の隣接する画像平面34から形成される。

【0013】レンダリング・ボックス30は、スライス厚さ32、幅36及び高さ38の寸法をオペレータによ

って定義することができる。ボリューム走査変換器42は、所望の厚さのレンダリング・ボックス30を形成するためにスライスの厚さパラメータを調節するようにスライス厚さ制御入力40によって制御することができる。レンダリング・ボックス30はボリューム・レンダリングする被走査ボリューム16の部分を指定する。ボリューム・レンダリング処理装置46はスライス・メモリ44にアクセスして、レンダリング・ボックス30の厚さ32に沿ってレンダリングを行う。

【0014】動作中、予め定義されたほぼ一定の厚さを持つ3Dスライス(これは、レンダリング・ボックス30とも称される)がスライス厚さ設定制御装置40(図1)によって取得されて、ボリューム走査変換器42(図1)で処理される。レンダリング・ボックス30を表すエコー・データはスライス・メモリ44に記憶させることができる。予め定義される厚さは典型的には2mm~20mmであるが、2mmより小さい厚さ又は20mmより大きい厚さも用途や走査対象の領域の寸法によっては適切なこともある。スライス厚さ設定制御装置40は離散的な又は連続した厚さ設定値を持つ回転自在のノブを含んでいてよい。

【0015】ボリューム・レンダリング処理装置46はレンダリング・ボックス30を画像平面34の画像部分48上へ投影する。ボリューム・レンダリング処理装置46内での処理に続いて、画像部分48内の画素データをビデオ処理装置50に通してから表示装置67へ送ることができる。

【0016】レンダリング・ボックス30は任意の位置に配置して、被走査ボリューム16内で任意の方向に配向することができる。状況によっては、走査している領域の寸法に依存して、レンダリング・ボックス30が被走査ボリューム16のうちの小部分のみになるようにすることが有利なことがある。

【0017】一旦レンダリング・ボックス30が被走査ボリューム16に対して配置されると、ボリューム・レンダリング処理装置46がレンダリング・ボックス30を通して投影演算を行って、隣接する画像平面34内のボクセルを組み合わせる。隣接するボクセルは組み合わせられて単一の2Dレンダリング後画像を形成する。組み合わせるべきボクセルは所望のビュー及び投影角度によって決定される。例えば、レンダリング・ボックス30に対して直交方向のビューが望ましい場合は、レンダリング処理は、画像平面34に直角に且つ画像平面34を通して伸びる線又は射線に沿って配列されたボクセルを組み合わせる。

【0018】画像部分48への投影方向が中央の画像平面34に対して直交方向であってよいが、必ずしも直交方向である必要はない。例えば、走査角度26が比較的小さい場合、画像平面34は互いに対して平行でなくともよく、又は画像平面34が記憶される基準座標系に平

行でなくともよい。従って、レンダリング・ボックス30が基準座標系に平行である場合、投影は画像平面34に対して角度を成して行うことができ、このような場合、画像平面34への投影方向は直交方向ではない。この代わりに、レンダリング・ボックス30は基準座標系に対して角度を成すように定めてもよい。

【0019】被走査ボリューム16は、一定でない分解能を持つ複数の走査線を含むことがある。一定でない分解能の理由は、超音波エコー・ビームを受け取ったとき、該エコー・ビームは或る特定の深さで焦点外れになり且つ他の深さで焦点が合う結果として厚さが変化するためである。一定でない分解能の誤差はスライス厚さ設定制御装置40における予め定義した一定の厚さによって低減することができる。一般的に言えば、厚さを増大させると、一定でない分解能の誤差が低減される。レンダリング・ボックス30は必ずしも予め定義した一定の厚さを持っている必要はない。

【0020】ボリューム・レンダリング処理装置46は、一画像平面34内の隣接する画素の間で平均化やメジアン・フィルタ処理などの、幾つかの異なるフィルタ処理アルゴリズムを実行することができる。本発明の幾つかの実施形態に関連して用いられるボリューム・レンダリング・アルゴリズムは軟らかい組織のコントラストを増大させる(すなわち、組織の識別性を改善する)。組織の識別性の程度は、選択された予め定義されたスライス厚さ並びに走査する物体に依存する。典型的には、スライスが厚くなると、コントラストは高くなる。

【0021】隣接する画像平面34を組み合わせるために本発明の或る特定の実施形態に従って使用されるボリューム・レンダリング・アルゴリズムは以下の一般的な種類、すなわち、最大強度投影と、最小強度投影と、ファジィ・セグメント化をボクセル・テクスチャ情報、深さ情報、グラディエント・シェーディングなどのいずれかと組み合わせる表面レンダリングとを含む。様々な特定のレンダリング・アルゴリズムが、カール・ハインツ・ホーネ、ヘンリー・フックス、スティファン・エム・ピツァーによって編纂された参考書「3D Imaging in Medicine; Algorithms, Systems, Applications」(NATO ASI Series, 1990年春出版)に詳しく説明されており、これを引用によって本書に組み入れる。レンダリング・アルゴリズムの組合せをボリューム・レンダリング処理装置46において適用することができる。

【0022】ボリューム・レンダリング・アルゴリズムは比較的薄いスライス又は薄いレンダリング・ボックス30に作用して、組織のコントラストを改善することができる。比較的小さい患者領域を撮像するときに、レンダリング・ボックス30を比較的厚くすると、情報の損失が生じることがある。例えば、オペレータは情報の損失を避けるために小さい腫瘍について比較的薄いレンダリング・ボックス30を取ることができ、一方、大き

な器官のコントラスト分解能を有意に改善するために腎臓のような器官について比較的厚いレンダリング・ボックス30を取ることができる。ボリューム・レンダリング・アルゴリズムを比較的薄いレンダリング・ボックス30に適用することにより、特に小さい被走査ボリューム16において、B画像のコントラストが改善される。

【0023】一実施形態では、表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの混合より成るレンダリング・モードにより、関心領域の実時間表示が得られる。実時間表示により医師は該領域の診断を行うとき一層融通性が与えられる。レンダリング・モードが表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの混合より成る場合の代替の実施形態では、表示は実時間ではない。表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの様々な比率をレンダリング・ボックス30について用いることができる。例えば、最終的な2D画像は表面テクスチャ画像のグレー値の60%と透明最大画像のグレー値の40%とで構成することができる。60%/40%以外の比率も適しており、80%/20%、75%/25%及び70%/30%の比率が含まれる。これら以外の比率も適用することができる。表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードにより、スペckル・パターンが少なくなり、且つ組織のコントラストが大幅に改善される(すなわち、信号/ノイズ比が改善される)。組織のコントラストの改善により、器官内の散在する傷害を見つけるのが容易になる。

【0024】組織のコントラストを改善するために比較的薄いレンダリング・ボックス30についてボリューム・レンダリング・アルゴリズムを用いる実施形態は、下記の3D又は3D実時間(4D)取得モード、或いは下記の3D又は3D実時間(4D)取得モードの組合せについて用いることができる。これらのモードは、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、組織高調波イメージング、パルス反転高調波イメージング、カラー・フロー・マッピング(CFM)を用いる二重超音波検査法、パワー・ドップラーを用いる二重超音波検査法、又はスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法である。

【0025】表示装置67上への3Dレンダリング・ボックス30の投影のため、本発明の別の実施形態では、多面表示モードを使用して、実時間4D走査においてレンダリングを実行する。多面表示モードを持つ表示装置70が図3に示されている。説明を容易にするため、表示装置70内の4つの全ての画像を略して描いてある。多面表示モードにより、オペレータは、求めているB画像71(図3の左上)と、B画像71に直交して、トランスデューサが移動する走査方向に見られる平面72と、平面71及び72と直交する coronal 平面74と、コントラストを増強するためにボリューム・レンダリングした画像76とを見ることが出来るようになる。*50

*多面表示を備えた実時間4D走査は、記憶された静止3Dボリュームのレンダリングと同様であるが、4D走査中に適用される。レンダリング・ボックス30の投影は coronal 平面74へ行われる。しかしながら、オペレータはレンダリング・ボックス30を3つの平面71、72又は74のいずれへも投影させることができる。レンダリング・ボックス30を投影させる平面(例えば、71、72又は74)を切り替えるためにオペレータによって大きいボリューム掃引角度26を選ぶことができる。従って、毎秒当りのボリューム・レートが低くなる。(胸部のような)動かない構造の場合、毎秒当りのボリューム・レートが低くなくても問題はない。

【0026】2D表示装置67上への3Dレンダリング・ボックス30の投影のため、本発明の更に別の実施形態では、実時間4D走査におけるボリューム・レンダリングを疑似2Dモードとして実行する。非常に小さいボリューム掃引角度26を使用する。図4に示されるように、分割画面78を用いて、(a)ボリューム・レンダリングを行う平面80上の典型的なB画像と、(b)本発明の一実施形態に従ってボリューム・レンダリングされた画像82とを示すことができる。画像80及び82は略して示されている。ボリューム掃引角度26が小さいので、ボリューム・レート(毎秒当りの表示される画像数又はフレーム・レート)は高い。

【0027】表示装置67上へレンダリング・ボックス30を投影するため、本発明の幾つかの実施形態では、記憶された静止3Dボリュームについてレンダリングを実行する。この処理は図2に示した処理と同様であり、図2に示した実時間4Dボリューム・レンダリング画像の実施形態に関連して説明する。先ず、オペレータにより、投影を行う平面として所望の平面を選択する。次いで、オペレータにより、適当な厚さを選択する。これらの2つのステップ後に、レンダリング・ボックス30が生成されており、このレンダリング・ボックス30は記憶されたボリューム内で自由に動かすことができる。

【0028】本発明の好ましい実施形態について説明したが、発明の範囲から逸脱することなく種々の変更を行うことができると共に等価物と置換できることが当業者には理解されよう。更に、発明の範囲から逸脱することなく特定の状況又は材料を発明の教示に適合させるように多くの修正をなすことができる。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されるのではなく、本発明は特許請求の範囲内にある全ての実施形態を含むものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成された装置のブロック線図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って形成されたレンダリング・ボックスの等角投影図である。

【図3】本発明の一実施形態に従ったボリューム・レン

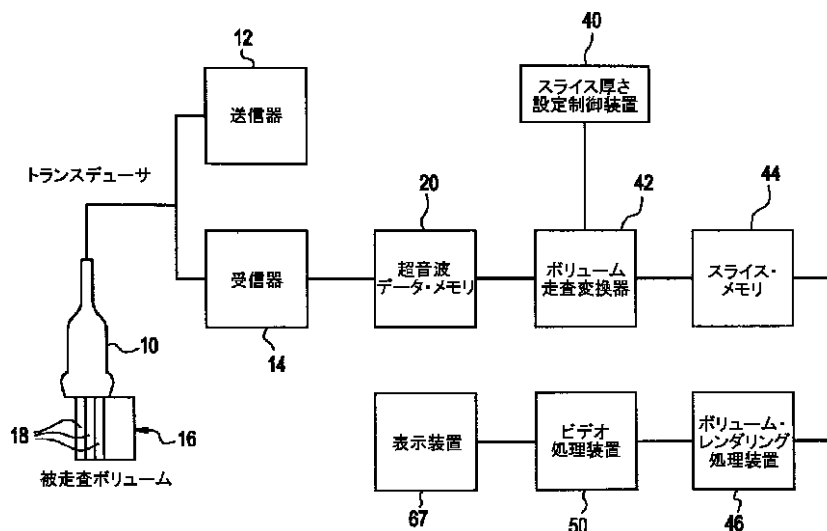
ダリング・イメージングの実施形態の例を表示する超音波表示の概略図である。

【図4】本発明の一実施形態に従った分割画面表示を例示する線図である。

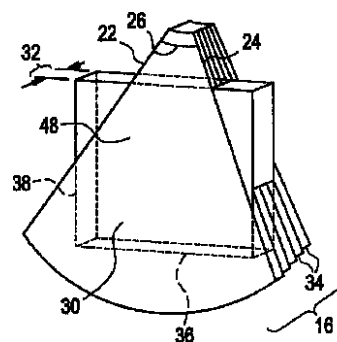
【符号の説明】

- 10 プローブ
- 16 超音波被走査ボリューム
- 18 走査平面
- 22、24 半径方向境界
- 26 ボリューム掃引角度
- 30 レンダリング・ボックス
- 32 スライス厚さ
- * 34 画像平面
- 36 幅
- 38 高さ
- 48 画像部分
- 70 表示装置
- 71 B画像
- 72 平面
- 74 コロナル平面
- 76 画像
- 10 78 分割画面
- 80 B画像
- * 82 画像

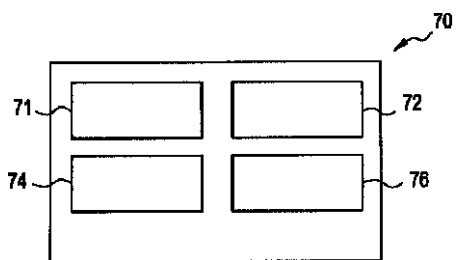
【図1】



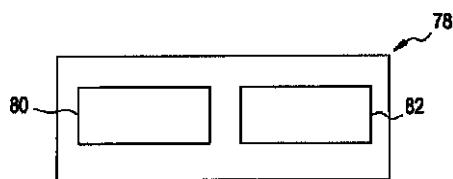
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ジョセフ・シュタイニンガー
 オーストリア、4870・ヴォックラマルク
 ト、シュルニドハム・20番

(72)発明者 アーサー・グリツキー
 オーストリア、4710・ポルハム、ホルンズ
 バーク・17番

F ターム(参考) 4C301 BB05 BB13 BB22 CC01 DD02
EE07 EE11 GB09 JB28 JC14
KK09 KK17 KK22 KK30 LL03
5B080 AA17 FA17 GA11 GA22

【外国語明細書】

1. Title of Invention

ULTRASONIC DIAGNOSTIC METHODS AND APPARATUS FOR
GENERATING IMAGES FROM MULTIPLE 2D SLICES

2. Claims

1. A medical diagnostic ultrasound system for developing a 2D image having contrast enhancement, the system comprising:

an ultrasonic transducer for receiving ultrasonic information from a volumetric region (16) of a body;

memory (20) storing adjacent image lines or planes formed from received ultrasonic information from said volumetric region (16);

a rendering box control module (40) defining a thickness (32) of a rendering box (30) overlapping a portion of said adjacent image lines or planes; and

a volume rendering processor (46) for combining and projecting portions of image lines or planes within said rendering box (30) onto a 2D image based on volume rendering techniques that enhance contrast.

2. The system of claim 1, wherein said ultrasonic transducer for receiving ultrasonic information is a 3D transducer.

3. The system of claim 1, wherein said ultrasonic transducer for receiving ultrasonic information is a 2D matrix array.

4. The system of claim 1, further comprising a volume scan converter (42) that generates said image lines or planes based on a voxel correlation technique that calculates a position of neighboring ultrasonic information to derive voxel data.
5. The system of claim 1, wherein the ultrasonic information from the volumetric region of the body (16) is obtained by a 3D freehand scanning technique with positioning sensor.
6. The system of claim 1, wherein the ultrasonic information from the volumetric region of the body (16) is obtained by a 3D freehand scanning technique without positioning sensor.

7. The system of claim 1, wherein said volume rendering processor (46) projects said portion of said image lines or planes in said rendering box (30) in real-time.
8. The system of claim 1, further comprising memory for storing said ultrasonic information before being scan converted to form said image lines or planes.
9. The system of claim 1, wherein the volume rendering processor (46) employs algorithms for surface texture and maximum transparency.
10. The system of claim 1, wherein the volume rendering processor (46) performs at least one of the following operations upon said image lines or planes: surface texture, maximum transparency, transparent minimum, and gradient light rendering.
11. The system of claim 1, wherein the transducer can operate in at least one of the following acquisition modes: conventional grayscale sonography, 2D compound imaging, color Doppler, and duplex sonography with spectral Doppler.
12. The system of claim 1, wherein the transducer receives tissue harmonic imaging information.
13. The system of claim 1, wherein the transducer receives pulse inversion harmonic imaging information.
14. A method for developing a 2D image representation for image contrast enhancement in a medical diagnostic ultrasound system, said method comprising the steps of:
 - receiving ultrasonic information from a volumetric region of a body (16);
 - storing adjacent image lines or planes formed from received ultrasonic information from said volumetric region (16);
 - forming a rendering box (30) overlapping a portion of said adjacent image lines or planes and having a thickness (32);

volume rendering said rendering box (30) for combining and projecting portions of image lines or planes within said rendering box (30) onto a 2D image based on volume rendering techniques that enhance contrast.

15. The method of claim 14, wherein said step of receiving ultrasonic information is performed by a 3D transducer.

16. The method of claim 14, wherein said step of receiving ultrasonic information is performed by a 2D matrix array.

17. The method of claim 14, further comprising a step of volume scan converting that generates said image lines or planes based on a voxel correlation technique that calculates a position of neighboring ultrasonic information to derive voxel data.

18. The method of claim 14, wherein the ultrasonic information from the volumetric region of the body (16) is obtained by a 3D freehand scanning technique with positioning sensor.

19. The method of claim 14, wherein the ultrasonic information from the volumetric region of the body (16) is obtained by a 3D freehand scanning technique without positioning sensor.

20. The method of claim 14, wherein said step of volume rendering projects said portion of said image lines or planes in said rendering box (30) in real-time.

21. The method of claim 14, further comprising a step of storing said ultrasonic information before being scan converted to form said image lines or planes.

22. The method of claim 14, wherein the step of volume rendering performs at least one of the following operations upon said image lines or planes: surface texture, maximum transparency, transparent minimum, and gradient light rendering.

23. The method of claim 14, wherein the step of receiving ultrasonic information employs at least one of the following acquisition modes: conventional grayscale

sonography, 2D compound imaging, color Doppler, and duplex sonography with spectral Doppler.

24. The method of claim 14, wherein the step of receiving ultrasonic information comprises receiving tissue harmonic imaging information.

25. The method of claim 14, wherein the step of receiving ultrasonic information comprises receiving pulse inversion harmonic imaging information.

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

Embodiments of the present invention are directed generally to ultrasonic imaging. More particularly, various embodiments of the present invention are directed to apparatus and methods for generating 2D images from multiple 2D slices at different spatial locations.

Conventional 2D ultrasound scanners produce a two-dimensional slice by using a transducer to transmit ultrasonic pulses and receive echoes from structures inside a body. While the transducer is held in one position, pulses are fired to multiple points throughout a 2D scan area. The scan area is formed in a single plane and has a very thin thickness. The echo information is then displayed as a planar image made up of 2D pixels. The displayed information depends on specific properties of the transducer such as frequency, focal range, and axial and lateral resolution. While certain properties of the transducer can be varied (e.g., transmission frequency, receive frequency), it remains desirable to improve image quality by improving tissue contrast in conventional 2D images. Thus, there is a need for methods and apparatus of ultrasound imaging that continue to improve tissue contrast.

Two conventional methods of contrast enhancement concern filtering and utilizing a dynamic window. The filtering and windowing methods may decrease the amount of information in the image because of the presence of speckle. Thus, there is a need for methods and apparatus of ultrasound imaging that improve tissue contrast by reducing speckle.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with one embodiment of the present invention, a medical diagnostic ultrasound system for developing a 2D image having contrast enhancement comprises

an ultrasonic transducer for receiving ultrasonic information from a volumetric region of a body, memory storing adjacent image lines or planes formed from received ultrasonic information from the volumetric region, a rendering box control module defining a thickness of a rendering box overlapping a portion of the adjacent image lines or planes, and a volume rendering processor for combining and projecting portions of image lines or planes within the rendering box onto a 2D image based on volume rendering techniques that enhance contrast.

The ultrasonic transducer may be a 3D transducer or a 2D matrix array. The system may further comprise a volume scan converter that generates the image lines or planes based on geometric information that calculates a position of neighboring ultrasonic information to derive voxel data. The volume rendering processor may project the portion of the image lines or planes in the rendering box in real-time. The system may further comprise memory for storing the ultrasonic information before being scan converted to form the image lines or planes. The volume rendering processor may employ algorithms for surface texture and maximum transparency. The volume rendering processor may perform at least one of the following operations upon the image lines or planes: surface texture, maximum transparency, transparent minimum, and gradient light rendering. The transducer may operate in at least one of the following acquisition modes: conventional grayscale sonography, 2D compound imaging, color Doppler, and duplex sonography with spectral Doppler. The transducer may receive tissue harmonic imaging information. The transducer may receive pulse inversion harmonic imaging information.

Certain embodiments of the present invention comprise a method for developing a 2D image representation for image contrast enhancement in a medical diagnostic ultrasound system comprising the steps of: receiving ultrasonic information from a volumetric region of a body, storing adjacent image lines or planes formed from received ultrasonic information from the volumetric region, forming a rendering box overlapping a portion of the adjacent image lines or planes and having a thickness, and volume rendering the rendering box for combining and projecting

portions of image lines or planes within the rendering box onto a 2D image based on volume rendering techniques that enhance contrast.

The step of receiving ultrasonic information may be performed by a 3D transducer or a 2D matrix array. The method may further comprise a step of volume scan converting that generates the image lines or planes based on geometric information that calculates a position of neighboring ultrasonic information to derive voxel data. The step of volume rendering may project the portion of the image lines or planes in the rendering box in real-time. The method may further comprise a step of storing the ultrasonic information before being scan converted to form the image lines or planes. The step of volume rendering may perform at least one of the following operations upon the image lines or planes: surface texture, maximum transparency, transparent minimum, and gradient light rendering. The step of receiving ultrasonic information may employ at least one of the following acquisition modes: conventional grayscale sonography, 2D compound imaging, color Doppler, and duplex sonography with spectral Doppler. The step of receiving ultrasonic information may comprise receiving tissue harmonic imaging information. The step of receiving ultrasonic information may comprise receiving pulse inversion harmonic imaging information.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

The foregoing summary, as well as the following detailed description of the preferred embodiments of the present invention, will be better understood when read in conjunction with the appended drawings. For the purpose of illustrating the preferred embodiments of the present invention, there is shown in the drawings, embodiments which are presently preferred. It should be understood, however, that the present invention is not limited to the arrangements and instrumentality shown in the attached drawings.

Fig. 1 illustrates an ultrasound system formed in accordance with one embodiment of the present invention. The system includes a probe 10 connected to a transmitter 12 and a receiver 14. The probe 10 transmits ultrasonic pulses and receives echoes from structures inside of a scanned ultrasound volume 16. Memory 20 stores ultrasound data from the receiver 14 derived from the scanned ultrasound volume 16. The volume 16 may be obtained by various techniques (e.g., 3D scanning, real-time 3D imaging, volume scanning, 2D scanning with transducers having positioning sensors, freehand scanning using a Voxel correlation technique, 2D or matrix array transducers and the like).

The transducer 10 is moved, such as along a linear or arcuate path, while scanning a region of interest (ROI). At each linear or arcuate position, the transducer 10 obtains scan planes 18. The scan planes 18 are collected for a thickness, such as from a group or set of adjacent scan planes 18. The scan planes 18 are stored in the memory 20, and then passed to a volume scan converter 42. In some embodiments, the transducer 10 may obtain lines instead of the scan planes 18, and the memory 20 may store lines obtained by the transducer 10 rather than the scan planes 18. The volume scan converter 42 receives a slice thickness setting from a control input 40, which identifies the thickness of a slice to be created from the scan planes 18. The volume

scan converter 42 creates a data slice from multiple adjacent scan planes 18. The number of adjacent scan planes 18 that are combined to form each data slice is dependent upon the thickness selected by slice thickness control input 40. The data slice is stored in slice memory 44 and is accessed by a volume rendering processor 46. The volume rendering processor 46 performs volume rendering upon the data slice. The output of the volume rendering processor 46 is passed to the video processor 50 and display 67.

The position of each echo signal sample (Voxel) is defined in terms of geometrical accuracy (i.e., the distance from one Voxel neighbor to the next) and ultrasonic response (and derived values from the ultrasonic response). Suitable ultrasonic responses include gray scale values, color flow values, and angio or power Doppler information.

Figure 2 illustrates a real-time 4D volume 16 acquired by the system of Fig. 1 in accordance with one embodiment. The volume 16 includes a sector shaped cross-section with radial borders 22 and 24 diverging from one another at angle 26. The probe 10 electronically focuses and directs ultrasound firings longitudinally to scan along adjacent scan lines in each scan plane 18 and electronically or mechanically focuses and directs ultrasound firings laterally to scan adjacent scan planes 18. Scan planes 18 obtained by the probe 10, as illustrated in Fig. 1, are stored in memory 20 and are scan converted from spherical to Cartesian coordinates by the volume scan converter 42. A volume comprising multiple scan planes is output from the volume scan converter 42 and stored in the slice memory 44 as rendering box 30 (Fig. 2). The rendering box 30 in the slice memory 44 is formed from multiple adjacent image planes 34.

The rendering box 30 may be defined in size by an operator to have a slice thickness 32, width 36 and height 38. The volume scan converter 42 may be controlled by the slice thickness control input 40 to adjust the thickness parameter of the slice to form a rendering box 30 of the desired thickness. The rendering box 30 designates the portion of the scanned volume 16 that is volume rendered. The volume rendering

processor 46 accesses the slice memory 44 and renders along the thickness 32 of the rendering box 30.

During operation, a 3D slice having a pre-defined, substantially constant thickness (also referred to as the rendering box 30) is acquired by the slice thickness setting control 40 (Fig. 1) and is processed in the volume scan converter 42 (Fig. 1). The echo data representing the rendering box 30 may be stored in slice memory 44. Predefined thicknesses between 2 mm and 20 mm are typical, however, thicknesses less than 2 mm or greater than 20 mm may also be suitable depending on the application and the size of the area to be scanned. The slice thickness setting control 40 may include a rotatable knob with discrete or continuous thickness settings.

The volume rendering processor 46 projects the rendering box 30 onto an image portion 48 of an image plane 34 (Fig. 2). Following processing in the volume rendering processor 46, the pixel data in the image portion 48 may pass through a video processor 50 and then to a display 67.

The rendering box 30 may be located at any position and oriented at any direction within the scanned volume 16. In some situations, depending on the size of the region being scanned, it may be advantageous for the rendering box 30 to be only a small portion of the scanned volume 16.

Once the rendering box 30 is placed over the scanned volume 16, the volume rendering processor 46 performs a projection operation through the rendering box 30 to combine Voxels in adjacent image planes 34. The adjacent Voxels are combined to form a single 2D rendered image. The Voxels to be combined are determined by the desired view and projection angle. For example, if a view is desired orthogonal to the rendering box 30, the rendering process combines Voxels arranged along lines or rays extending perpendicular to, and through, the image planes 34.

While the direction of projection onto the image portion 48 may be orthogonal to the center image plane 34, it need not be orthogonal. For example, at relatively small scan angles 26, the image planes 34 may not be parallel to one another, nor parallel to a reference coordinate system in which the image planes 34 are stored. Hence, if the

rendering box 30 is parallel to the reference coordinate system, projection may occur at an angle to the image planes 34 and, in such a case, the direction of projection onto the image portion 48 is not orthogonal. Alternatively, the rendering box 30 may be defined at an angle to the reference coordinate system.

The scanned volume 16 may include a number of scan lines that have inconstant resolution. A reason for inconstant resolution is that when ultrasound echo beams are received, the echo beams vary in thickness along their length as a result of being out of focus at certain depths and in focus at other depths. The error of inconstant resolution may be reduced by a pre-defined constant thickness at the slice thickness setting control 40. Increases in thickness generally reduce the error of inconstant resolution. The rendering box 30 need not have a pre-defined constant thickness.

The volume rendering processor 46 may perform several different filtering algorithms, such as averaging, median filtering, and the like between adjacent pixels in one image plane 34. The volume rendering algorithms employed in connection with certain embodiments of the present invention increase the contrast of soft tissue (i.e., improve tissue differentiation). The amount of tissue differentiation depends on the selected pre-defined slice thickness, and on the object scanned. Typically, thicker slices result in higher contrast.

The volume rendering algorithms used in accordance with certain embodiments of the present invention to combine adjacent image planes 34 include the following general types: maximum intensity projection, minimum intensity projection, and surface rendering using fuzzy segmentation in combination with either the voxel texture information, the depth information, gradient shading and the like. Various particular rendering algorithms are described in detail in the book *3D Imaging in Medicine; Algorithms, Systems, Applications*; Edited by Karl Heinz Höhne, Henry Fuchs, Stephen M. Pizer; NATO ASI Series; Springer Verlag 1990, which is hereby incorporated by reference. Combination of rendering algorithms can be applied in the volume rendering processor 46.

The volume rendering algorithms may operate on relatively thin slices or thin rendering boxes 30 to improve the tissue contrast. When imaging some relatively small patient areas, taking a relatively thick rendering box 30 may cause a loss of information. For example, an operator may take a relatively thin rendering box 30 of a small tumor to avoid loss of information, whereas a relatively thick rendering box 30 may be taken of an organ such as a kidney to provide a significant improvement in contrast resolution of the large organ. Applying the volume rendering algorithms to relatively thin rendering box 30 results in an improvement of contrast of a B-image, particularly in small scanned volumes 16.

In one embodiment, a real-time display of a region of interest results from a rendering mode that comprises a mixture of surface texture and transparent maximum rendering modes. The real-time display may give a physician more flexibility when diagnosing the region. In an alternative embodiment in which the rendering mode comprises a mixture of surface texture and transparent maximum rendering modes, the display is not real-time. Various ratios of surface texture and transparent maximum rendering modes may be employed on the rendering box 30. For example, the final 2D image may comprise 60% of the gray value of the surface texture image plus 40% of the gray value of the transparent maximum image. Ratios other than 60%/40% are also suitable and include 80%/20%, 75%/25%, and 70%/30%. Other ratios may be applied. Surface texture and transparent maximum rendering modes result in less speckle pattern and a highly improved tissue contrast (i.e., the signal/noise ratio is improved). The improved tissue contrast facilitates the finding of diffuse lesions in organs.

Embodiments in which volume rendering algorithms are employed on relatively thin rendering boxes 30 to improve the tissue contrast can be used for the following 3D or 3D real-time (4D) acquisition modes or combinations of the following 3D or 3D real-time (4D) acquisition modes: conventional grayscale sonography, 2D compound imaging, tissue harmonic imaging, pulse inversion harmonic imaging, duplex sonography with color flow mapping (CFM), duplex sonography with power Doppler, or duplex sonography with spectral Doppler.

For the projection of a 3D rendering box 30 onto the display 67, another embodiment of the present invention performs rendering in real-time 4D scanning, using a multi-planar display mode. A display 70 having multi-planar display mode is shown in Figure 3. For ease of description, all four images in the display 70 are shown schematically. Multi-planar display mode enables an operator to see the B-image that is being obtained 71 (in the upper left in Figure 3), a plane 72 orthogonal to the B-image 71 and seen in the scan direction of the transducer movement, a coronal plane 74 which is orthogonal to the planes 71 and 72, and an image 76 that has been volume rendered to enhance contrast. Real-time 4D scanning with multi-planar display is similar to the rendering of stored, static 3D volumes but is applied during 4D scanning. The projection of the rendering box 30 is made onto the coronal plane 74. However, an operator can select to project the rendering box 30 onto any of the three planes 71, 72, or 74. A large volume sweep angle 26 may be chosen by an operator to switch the plane (e.g., 71, 72, or 74) onto which the rendering box 30 will be projected. Therefore there is a lower volume rate per second. For structures which do not move (such as a breast) the lower volume rate per second is not a problem.

For the projection of the 3D rendering box 30 onto the 2D display 67, a further embodiment of the present invention performs volume rendering in real-time 4D scanning as a pseudo 2D mode. A very small volume sweep angle 26 is used. As seen in Figure 4, a split screen 78 may be employed to show (a) a typical B-image on the plane 80 onto which volume rendering occurs and (b) an image 82 volume rendered in accordance with an embodiment of the present invention. Images 80 and 82 are shown schematically. Because of the small sweep angle 26, there is a high volume rate (displayed images per second or frame rate).

In order to project the rendering box 30 onto the display 67, some embodiments of the present invention perform rendering on stored, static 3D volumes. The process is similar to the process shown in Fig. 2 and discussed in connection with the real-time 4D volume rendering image embodiment shown in Fig. 2. First an operator selects a desired plane to be the plane onto which projection occurs. Then

the operator selects a suitable thickness. Following those two steps, the rendering box 30 has been created and can be moved freely within the stored volume.

While the invention has been described with reference to a preferred embodiment, it will be understood by those skilled in the art that various changes may be made and equivalents may be substituted without departing from the scope of the invention. In addition, many modifications may be made to adapt a particular situation or material to the teachings of the invention without departing from its scope. Therefore, it is intended that the invention not be limited to the particular embodiment disclosed, but that the invention will include all embodiments falling within the scope of the claims.

4. Brief Description of Drawings

Fig. 1 is a block diagram of an apparatus formed in accordance with one embodiment of the present invention.

Fig. 2 is an isometric drawing of a rendering box formed in accordance with one embodiment of the present invention.

Fig. 3 is a schematic of an ultrasound display that displays an example of an embodiment of volume rendering imaging in accordance with one embodiment of the present invention.

Fig. 4 is a diagram illustrating a split screen display in accordance with an embodiment of the present invention.

FIG. 1

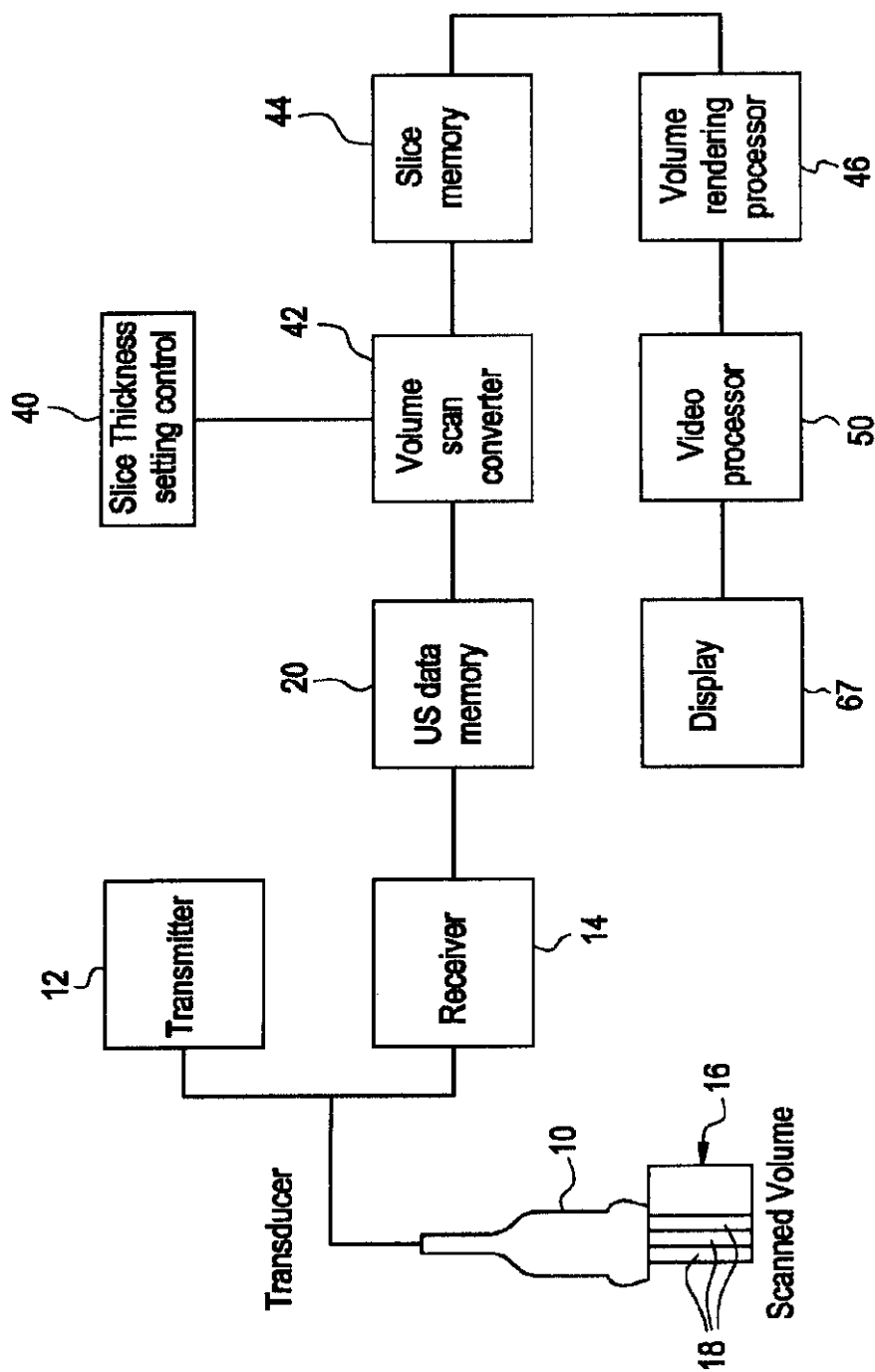


FIG. 2

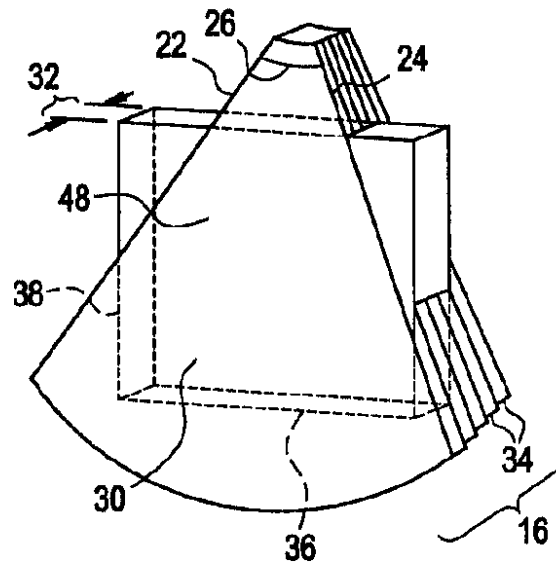


FIG. 3

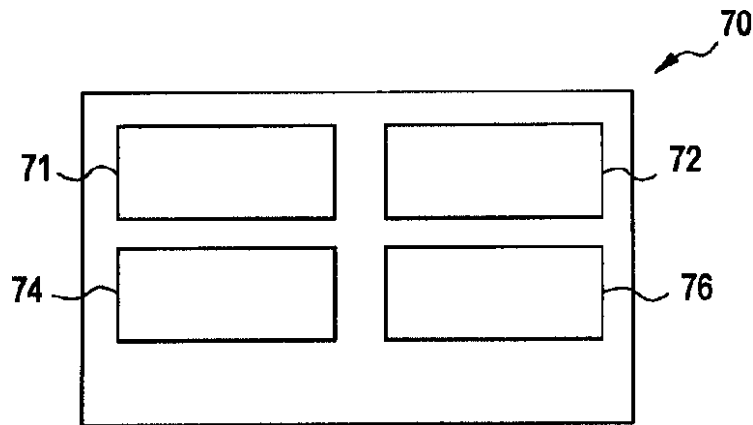
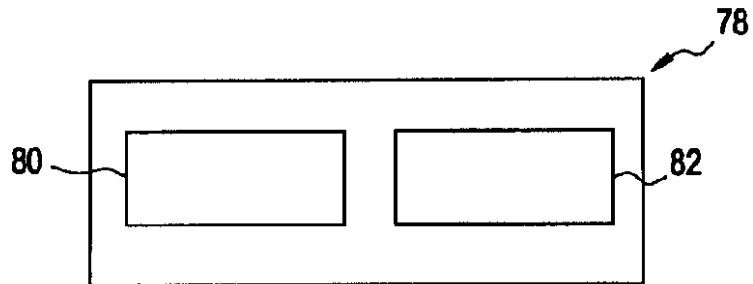


FIG. 4



1. Abstract

Methods and systems for obtaining 2D ultrasound images are disclosed. The methods may comprise the steps of receiving ultrasonic information from a volumetric region of a body (16), volume scan converting the ultrasonic information from the volumetric region for processing a rendering box (30), and volume rendering the rendering box (30) for projecting the rendering box (30) onto a 2D slice by using volume rendering techniques. The systems may comprise an ultrasonic transducer for receiving ultrasonic information from a volumetric region of a body (16), a volume scan converter (42) for processing a rendering box (30) obtained from the volumetric region (16), and a volume rendering processor (46) for projecting the rendering box (30) onto a 2D slice by using volume rendering techniques for contrast enhancement.

2. Representative Drawing: Figure 1

专利名称(译)	用于从多个2D切片创建图像的超声诊断方法和设备		
公开(公告)号	JP2003204963A	公开(公告)日	2003-07-22
申请号	JP2002269319	申请日	2002-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	KRETZTECHN AKTIENGES		
申请(专利权)人(译)	Kuretsutsutehiniku 激活因子恩Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ヘルムートブランドル ジョセフシュタイニンガー アーサーグリツキー		
发明人	ヘルムート・ブランドル ジョセフ・シュタイニンガー アーサー・グリツキー		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G06T15/08 G06T15/00		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00 G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/CC01 4C301/DD02 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB09 4C301/JB28 4C301/JC14 4C301/KK09 4C301/KK17 4C301/KK22 4C301/KK30 4C301/LL03 5B080/AA17 5B080/FA17 5B080/GA11 5B080/GA22 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
优先权	09/954805 2001-09-18 US		
其他公开文献	JP4628645B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于获得2D超声图像的方法和系统。该方法包括以下步骤：从对象的一部分的体积区域（16）接收超声信息，以及进行体积扫描，将来自该体积区域的超声信息转换为处理渲染盒（30）。然后对渲染框进行体积渲染，以使用体积渲染技术将渲染框（30）投影到2D切片上。该系统是超声波换能器，其从物体的一部分的体积区域（16）接收超声信息，体积扫描转换器（42）处理从该体积区域获得的渲染盒（30），体积绘制处理设备（46），用于使用体积绘制方法将绘制框（30）投影到2D切片上以增强对比度。

